

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭56-40137

⑪ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 C 19/04

識別記号

庁内整理番号  
6527-4C

⑬ 公開 昭和56年(1981)4月16日

発明の数 7  
審査請求 未請求

(全 7 頁)

⑭ 虫歯検出方法および装置

10463 ブロンクス・インデペン  
デンス・アベニュー3777

⑯ 特 願 昭55-114617

⑰ 出 願 人 ロバート・アール・アルファアー  
ノ

⑱ 出 願 昭55(1980)8月20日

優先権主張 ⑲ 1979年8月20日 ⑳ 米国(US)  
㉑ 67771

アメリカ合衆国ニューヨーク州  
10463 ブロンクス・インデペン  
デンス・アベニュー3777

㉒ 発 明 者 ロバート・アール・アルファアー  
ノ  
アメリカ合衆国ニューヨーク州

㉓ 代 理 人 弁理士 湯浅恭三 外 2 名

明細書の浄書(内容に変更なし)  
明 細 書

1. (発明の名称)

虫歯検出方法および装置

2. (特許請求の範囲)

(1) 少なくとも準単色である光のビームを検査すべき歯の領域に作用させ、一方はスペクトルによる相対強度が虫歯と非虫歯領域とで殆ど同じであり、他方はその強度が虫歯の方が強い2つの予め定められた波長で前記歯の領域から放射される可視発光の強度を測定し、該測定値に基づいて虫歯が存在することを測定することから成る虫歯検出方法。

(2) 前記虫歯が存在することを測定することは、非虫歯領域における2つの波長の強度の差を測定し、次いで他の領域が作用される際該差の増加を検出することを含む特許請求の範囲第1項記載の方法。

(3) 前記虫歯が存在することを測定することは、前記2つの波長の強度間の差に相応した信号を発生させ次いで該信号を表示することを含む特許請

(1)

求の範囲第1項記載の方法。

(4) 前記虫歯が存在することを測定することは、スペクトルによる相対強度が虫歯と非虫歯とで殆ど同じである波長の強度と虫歯の存在の強度が大きい場合の波長の強度との間の差に比例した信号を発生させることを含む特許請求の範囲第1項記載の方法。

(5) 前記光のビームは可視光であつて30nm以下のバンド幅を有する特許請求の範囲第4項記載の方法。

(6) 前記可視光は約400nmと700nmとの間にある特許請求の範囲第5項記載の方法。

(7) 強度が測定される前記波長の一方は440nmと470nmとの間にあり、強度が測定される他方の波長は560nmと640nmとの間にある特許請求の範囲第6項記載の方法。

(8) 前記虫歯が存在することを測定することは、非虫歯領域における2つの波長の強度の比を測定し、次いで他の領域が作用される際前記比の増加を検出することを含む特許請求の範囲第1項記載

(2)

の方法。

(9) 作用させる光のビームは350nmと600nmとの間の波長を有する特許請求の範囲第1項記載の方法。

(10) 検査すべき歯の領域に波長 $\lambda_1$ の単色光ビームを作用させ、波長 $\lambda_2$ および $\lambda_3$ で前記領域から放射される可視光の強度を測定し、波長 $\lambda_2$ の強度より弱い波長 $\lambda_3$ の強度に相応する信号を形成し、該信号を表示し、該信号に従って虫歯が存在することを測定することを含み、前記 $\lambda_2$ はスペクトルによる相対強度が虫歯と非虫歯とで略同じである波長を有し、前記 $\lambda_3$ は虫歯の存在の方が強度が強い波長であり、前記 $\lambda_1$ は、 $\lambda_2$ と $\lambda_3$ とで歯からの放射を発生する波長である虫歯検出方法。

(11) 既知の非虫歯領域に単色光ビームを作用させ、スペクトルの相対強度が虫歯と非虫歯とで略同じである波長と虫歯の存在の強度が強い波長との発光強度を測定し、2つの強度の差に相応する信号を表示し、次いで歯の他の領域が作用される際前記信号の増加を検出することを含む虫歯検出

(3)

前記光検出手段に伝達する手段と、前記光検出手段に接続され該光検出手段からの出力信号の差に相応する一つの信号を発生する手段と、前記差の信号を表示する手段とを備える虫歯検出装置。

(12) 前記領域に光を向け且つ該領域から光を伝達する手段はファイバ光学探針から成る特許請求の範囲第14項記載の装置。

(13) 各光検出手段は光検出器と該光検出器の前面に配置された幅狭いバンドのフィルタとから成る特許請求の範囲第15項記載の装置。

(14) 前記単色光源は白光源と幅狭いバンドフィルタとから成る特許請求の範囲第15項記載の装置。

(15) 前記表示はブザーである特許請求の範囲第14項記載の装置。

(16) 前記表示は光である特許請求の範囲第14項記載の装置。

(17) 前記光源は前記探針に取付けられている特許請求の範囲第14項記載の装置。

(18) 前記表示はノートで行われる特許請求の範囲

(5)

方法。

(19) 歯の検査すべき領域に光を当て、スペクトルの相対強度が虫歯と非虫歯とで略同じである波長と虫歯の存在の方が強い波長とで前記領域から発する可視光の強度を測定し、該2つの波長の強度の差に基づいて虫歯の存在することを測定することを含む虫歯検出方法。

(20) 単点光ビームで検査すべき領域を照射する手段と、スペクトルの相対強度が虫歯と非虫歯とで略同じである波長と虫歯の存在の方が強い波長とで前記領域から発する可視光の強度を測定して各波長の強度に相応する出力を有する電気信号を発生させる手段と、前記2つの電気信号の相違に相応して一つの電気信号を発生させる手段と、該差の電気信号を表示する手段とを備えて成る虫歯検出装置。

(21) 検査すべき歯の領域を照射する単色光源と、2つの異なる波長で前記領域から発する光の強度を測定する一対の光検出手段と、前記光源から前記領域に光を向け且つ前記放射光を前記領域から

(4)

図第14項記載の装置。

(22) 前記単色光源はレーザである特許請求の範囲第14項記載の装置。

(23) 少なくとも単色である光のビームを検査すべき歯の領域に当て、虫歯の存在において強度が強くなる波長で前記領域から放射される光の像を形成し、該像を記録器に記録する虫歯検出方法。  
3. [発明の詳細な説明]

本発明は、虫歯の存在を検知する方法およびその検知装置に関し、さらに詳細には、可視ルミネセンスなわち可視光線を用いて虫歯の存在を検知する方法およびその検知装置に関する。

虫歯または歯の腐敗は、非常にありふれたことで、適切に処置をしなければ、歯の硬質構造を駄目にしてしまうよく知られたたぐいの疾患である。歯の腐敗経路は、エナメル質の外側から徐々に始まって漸進し、それから象牙質まで急速に進んでいくものである。虫歯は主に、感染性のバクテリアまたはある種の炭水化物、主として糖の作用により生じるものとされている。歯の腐敗は、検知

(6)

されるならば、腐敗領域を切除し、かつ生じた腐病は、銀のアマルガムまたは他の不溶性の腐病物質で充填されることにより処置される。もし放置しておけば、虫歯は、下顎骨髄腔による感染のみならず歯を最終的には破損してしまふようになることになる。

これまで虫歯は2つの術式によつて検知されていた。1つは視診であり、もう1つはX線使用によるものである。

視診に伴う問題は、単に歯を見るだけで常に虫歯の存在を検知可能というわけにはいかないことであり、殊に虫歯が非常に小さかつたり、または初期の段階にあつたり、或るいは容易に見ることができない領域にあつたりすれば尚更である。他方、X線は、虫歯の存在や歯およびまたは歯ぐきのその他の障害を検知するのに非常に有効なものであることは分かっているが、X線照射を受けることによる潜在的な有害結果については、ここ数年來の重大な関心事となつている。特に、X線に対する放射線量の露出と癌の如き考えられる者

(7)

(Mancewicz)の論文がある。

米国特許第2,437,916号明細書には光線で組織を照射して、光電管と、別々の色つきフィルタを用いて一定の波長範囲における反射光の照度を測定する生体組織検査術式が述べられている。

米国特許第3,674,008号明細書には、透照部分の光学濃度を定量的に測定する器具が開示され、この器具は、第1段階遅延回路を通じて光線に印加されるパルス発生の制御可能な比較的低周波のオシレータでできている。身体の一側および類似のものに対する光導線は、身体の他側を光検知器に光学的に連結させる。或るいはまた、光線と検知器は、身体に直接かくこともできる。周囲光を補償した後、検知器の出力は、第2段階遅延回路を介する制御可能なオシレータによりトリガされる標本保持回路に接続される。標本保持回路に蓄積された信号は、送信量に比例し、かつ校正された表示手段により光学濃度の視覚指示に変換される。この器具を診断に用いる方法は、分光光度測定にさらに用いられるものとして言及しておく。

(9)

害な結果との間における定量的な関係ははつきり分かつていない。

X線の考えられる危険な結果に鑑み、虫歯の存在を検知する新術式、特にX線検査の必要性をなくすか、さもないれば実質的に減じる術式に対するはつきりした要求が生じてきている。

これまでに行なわれた実験では、歯は光によつてエネルギーを与えられたとき発光することが分かっている。学術誌「バイオケミストリ」(Biochemistry)1954年第632-638頁に掲載されたR.L.ハートレス(Hartles)およびA.G.リーバ(Leaver)両氏による論文には、紫外線照射を受けたときの歯の発光特性を決定するのに行なわれたある種の実験の結果が詳細に述べられている。紫外線照射を受けたときの歯の発光特性について論じた他の公知のものには、学術誌「オーラル・バイオロジー」(Oral Biology)1964年第9巻第517-534頁および第535頁〜544頁にそれぞれ掲載されたK.G.ホーマン(Hoerman)およびS.A.マンセウイツツ

(8)

米国特許第3,963,019号明細書には、光線を眼球房水に投射し、かつ射出させて生化学上の変化、例えば血糖の変化を検知する方法とその装置が記載されている。眼球から射出瞳への光線を検知するように位置決めされた分析器は、基準に対する光線に眼球が及ぼす効果を比較する。眼球に生じたブドウ糖の過不足は、射出光の対応する正または負の変化を生じさせ、かつこれにより検査を受ける患者の生化学上の高血糖または低血糖状態を示すことになる。

米国特許第4,029,085号明細書は、皮膚の分光反射測定から血清のビリルビン濃度を測定する方法を開示している。開示されたこの方法は、黄疸の重症度、普通的新生児の状態を検知し、かつビリルビンの量が脳障害を引きおこす核黄疸を生じさせるほど高くないようにするのに必要な療法を決めることができる。この方法は、所定の周波スペクトル内で、詳細には、スペクトルの可視部分における特定の波長域で皮膚の反射度を測定することからなっている。

(10)

学術誌「メディカル・アンド・バイオロジカル・エンジニアリング」(Medical and Biological engineering) 第6巻、第4号、1968年8月号第409~413頁には、反射分光光度測定によつて針穿刺を通じての組織識別の技術が述べられている。

本発明の目的は虫歯の存在を検出する新規で改良された技術を提供することにある。

本発明の他の目的はX線を用いない虫歯検出技術を提供することにある。

本発明の他の目的は紫外線放射の如き有害な放射を用いない虫歯検出技術を提供することにある。

本発明の他の目的は信頼性があり且つ安価で使い易い虫歯検出技術を提供することにある。

本発明の他の目的はX線感光板又はフィルムを用いない虫歯検出技術を提供することにある。

本発明の目的は通常の写真フィルムを用いることができ且つ光学フィルタが組込まれた虫歯検出技術を提供することにある。

本発明の更に他の目的は照射光として可視光を

(11)

照射したときの差信号の大きさを測定することによつて、他の領域が検査される際、信号の大きさの増加が虫歯の存在を指示する。

本発明の虫歯検出装置は、単色光のビームを検査すべき領域に照射する手段と、スペクトルの強さが虫歯と非虫歯とで略同じである波長と虫歯の場合の方が強さが強い波長との2つの波長で放射光の強さを測定する手段と、2つの強さの差に相応する信号を発生させる手段と、該差の信号を表示する手段とを含んでいる。

以下、本発明の実施例を図面を参照して詳細に説明する。

本発明は可視光を用いて虫歯の存在を検出する方法および装置に具体化されている。

さて、図面を参照すると、第1図は $410 \pm 5 \text{ nm}$ の波長の青色光を歯 $T_1$ の非虫歯領域に作用せしめた場合の発光スペクトル測定値のグラフを示し、第2図は同じ歯の虫歯領域に向け光を作用せしめた場合の同様のグラフである。歯からの光放射は500 nm セCONDオーダーで光輝くSPRX $\frac{1}{4}$ -メ

(13)

用い、虫歯を探索するため可視発光を用いる、虫歯検出技術を提供することにある。

本発明は、歯の虫歯、非虫歯領域からの可視発光スペクトルが実質的に異なり、特に可視スペクトルのある領域において虫歯と非虫歯との発光強度が略同じであるが他の領域において虫歯の存在の場合の方が強度が強いという発見に基づいている。本発明は、又、アマルガムおよび金銀からの放射が虫歯からの放射より弱いことおよび接合物からのスペクトルの相対強度変化がスペクトルの赤部分の非虫歯領域に対する相対強度変化より小さいことの発見に基づいている。最後に、可視発光が照射光源として可視光を用いることにより得られることが判つた。

本発明の虫歯検出方法は、検査すべき領域に単色光のビームを当て、スペクトルの強さが虫歯の場合と非虫歯の場合とで殆ど同じである波長とスペクトルの強さが虫歯の場合の方が強い波長とで可視発光の強さを測定し、次いでその差に応じた信号を表示することを含む。先ず、非虫歯領域を

(12)

ータスキャニングスペクトルメータに集められた。このスペクトルメータの出口に配置された光増幅器(RCA 7265 (S-20))が異なる波長の強度を測定した、光増幅器の出力はスペクトルを表示するため記録器に接続された。放射スペクトルはシステムのスペクトル応答のため修正されなかつた。2つの領域からの強度は比較可能であるがスペクトルは最大の強度で統一するため標準化された。虫歯を含む領域(第2図)からの発光スペクトルは周囲領域から寄与のため25%以下集められた。虫歯および非虫歯のため検査される歯の強度変化は典型的には互いの大きさの値であつた。

非虫歯と虫歯領域間の差のスペクトルが第3図に示されている。

第1図乃至第3図に表わされたデータの顕著な特徴は、虫歯スペクトルが約200 Åまで赤に移動され且つ非虫歯領域から得られたスペクトルより長い波長の領域のより強い強度を有する。虫歯と非虫歯からのスペクトル間の大きな差が540と650 nm との間の領域に生じこれは620 nm

(14)

で起る。他方、450と500nm周辺の領域では差はきわめて小さく約一定である。更に、虫歯のスペクトルが非虫歯のスペクトルによつて分割されたときスペクトルの赤部分の相対強度変化(例えば540乃至650nm)はスペクトルの青部分の強度変化(例えば420乃至500nm)より大きい約2乃至4倍である。

上述と同じ装置を用いるが検出システムのスペクトル応答のため集められた、既知非虫歯領域および既知虫歯領域に対する他の歯 $T_2$ の可視放射スペクトル測定のグラフが夫々第4図および第5図に示されている。

第1図乃至第3図のグラフを得るよう用いられたと同じ装置を用いるが410nmの代りに350nmの光線を有して得られた歯 $T_1$ ,  $T_2$ のための差スペクトルのグラフが第6図、第7図に示されている。

明らかなように、各場合において、虫歯領域の強度はスペクトルの赤部分で非虫歯領域の強度より実質的に大きく、各場合では虫歯、非虫歯領域

(15)

案内のファイバは好ましくは任意の幾学的収束効果を減少するためランダムに配置されている。探針17は端部19にレンズあるいはレンズシステム(図示せず)を設けることができこの結果非接触探針が実現できて直接接点によつて容易に遠隔できない歯の間の領域あるいは他の領域の検査を容易にする。

出力脚21からの光は、約10nm以下のバンド幅を有し且つ虫歯と非虫歯に対して強度が一定である可視スペクトルの波長 $\lambda_2$ の光を通すよう設計された幅の狭いバンドフィルタ25を貫通して光検出器27に当る。出力脚23からの光は、約10nm以下のバンド幅を有し且つ虫歯が存在するとき強度が強い可視スペクトルの波長 $\lambda_3$ の光を通すよう設計された幅の狭いバンドフィルタ29を通過して光検出器31に当る。

$\lambda_2$ の値は少なくとも一即ち $\lambda_1$ の値に依存する。例えば $\lambda_1$ が410nmであるとき $\lambda_2$ は450nmである。 $\lambda_1$ の値は、又、少なくとも一即ち $\lambda_2$ に依存する。従つて $\lambda_1$ が410nmであるとき $\lambda_2$ は610

(17)

特開昭56-40137(5)

の差が最小である場合スペクトルの青部分の領域がある。

第8図を参照すると、本発明に係る虫歯検出装置が示してある。この装置は、タングステンハロゲンフィラメントランプの如き白色光の源11と幅狭いバンドフィルタ13とを備えている。これとは別に光源11はレーザとすることができる。光源11は通常の電力供給源(図示せず)に接続されている。フィルタ13は約30nm好ましくは約10nm以下のバンド幅を有し且つ波長 $\lambda_1$ で光を通過させるよう設定されている。フィルタ13によつて通される源11からの光は存在する任意の周囲の光を除去するチョツパ14を貫通し、次いでファイバ光学探針17の入力脚15に供給される。探針17は検査端19を有し、光は歯 $T_6$ に当つて検査端19に入り、入力脚15と同じ側に配置されている出力脚21, 23を通過して探針17の外側に導かれる。

探針17は基本的には光学ファイバの束から作られる。束の径は好ましくは約1mm乃至3mmである。

(16)

nmである。 $\lambda_1$ の値は任意の波長であり、この波長は、強度が虫歯と非虫歯とで一定である波長 $\lambda_2$ と虫歯の存在のとき強度が多小強い波長 $\lambda_3$ との可視スペクトルで歯を照射せしめるものである。波長 $\lambda_1$ は紫外線放射の露出の危険を避けるため紫外線領域より可視であるのが好ましい。光検出器27, 31は波長 $\lambda_2$ および $\lambda_3$ の領域で最大感度を有する通常のものである。

光検出器27, 31は夫々電気信号出力を発生し、その大きさ $S_1$ ,  $S_2$ は入射光の強さに比例する。光検出器25, 29からの電気出力信号は夫々差増幅器の如き電気回路33に供給され、この増幅器はチョツパの振動数と位置とに依存され且つその大きさ $S_3$ が2つの出力信号 $S_1$ ,  $S_2$ 間の差に等しい電気出力信号を発生する。これとは別に、電気回路33をチョツパ14の振動数に依存する差増幅器にすることができる。更に、チョツパ14をもし検査される領域の周囲光がスペクトル領域にない場合には省略できる。

電気回路33の出力はディスプレイ35に接続

(18)

されこのディスプレイはデジタル又はアナログメータあるいは発信号 $S_1$ が所定のしきい値を超えるとき起動される光源あるいは発光体の形態にすることができる。ディスプレイ35はファイバ光学探針17に直接取り付けられる。

光源11、バンドフィルタ13、25、29および光検出器27、31は光遮断ハウジング37に取り付けられている。

本発明に従つて、虫歯の存在を検出する場合、検査信号 $S_1$ 、 $S_2$ が先ず既知の非虫歯領域に対して測定される。信号 $S_1$ 、 $S_2$ 間の差のある変化は虫歯が存在することを指示する。

実際には、既知の非虫歯領域から受けた検査信号 $S_1$ 、 $S_2$ は好ましくはゼロ(即ち $S_1 - S_2 = 0$ )に平衡され、この結果 $S_2$ の任意の変化は非平衡状態即ちゼロより大きい大きさを有する電圧信号 $S_1$ を発生する。これはインジケータの光即ち発光体のしきい値をゼロにさせる。信号 $S_1$ 、 $S_2$ は任意の公知の手段例えば光検出器の基準電圧を調節するかあるいは電気回路31を調節せしめるの

(19)

明らかなように、検査信号 $S_1$ 、 $S_2$ が一旦非虫歯領域で平衡されると、 $S_1$ と $S_2$ との差( $S_1 - S_2$ )はアマルガムで約1MV、接合物で約+10MV、虫歯領域で約-100MVである。従つて、虫歯領域は非虫歯領域、アマルガムおよび接合物から明らかに区別できる。1%の平衡精度で約100ミクロンの虫歯が非虫歯領域からそれより大きいノイズ比の信号で区別されることが判つた。又、歯の間の0.01cm<sup>2</sup>の寸法の虫歯が1cm<sup>2</sup>表面の分散光から検出され得ることが判つた。

認識されるように、本発明はX線放射を用いないし且つ放射能光放も用いない。更に、虫歯の指示が信号 $S_1$ 、 $S_2$ 間の差に基いて信号 $S_2$ の強度を単に測定するだけでよいので、例えば探針から検査領域までの距離を増減することによつて生ずる如き検査領域から放射される光の任意の変化は差に変化を生じさせない。又、作用放射は可視光であるので照射される歯の領域を容易に見ることが出来る。

本発明は上記実施例に限定されるものでなく任

(21)

に必要な回路を付加することによつてゼロに調節できる。

信号 $S_1$ と $S_2$ との間の差をとる代りに信号 $S_1$ 、 $S_2$ の比を用いてスペクトルの相対変化を決定することができる。これは任意の一般型式の分割回路を用いて行なわれる。 $\lambda_1$ が410nm、 $\lambda_2$ が460nm、 $\lambda_3$ が600nmであるとき人間の歯の非虫歯領域、アマルガム、接合物および同じ歯の虫歯部分から実際に得られた検査信号 $S_1$ 、 $S_2$ の相対大きさが次の表に示されている。

表 1			
歯 (非虫歯領域)	アマルガム	接 合 物	歯 (虫歯領域)
$S_1 \approx 200 \text{ MV}$	$S_1 = 2 \text{ MV}$	$S_1 \approx 200 \text{ MV}$	$S_1 \approx 100 \text{ MV}$
$S_2 \approx 200 \text{ MV}$	$S_2 \approx 1 \text{ MV}$	$S_2 \approx 190 \text{ MV}$	$S_2 \approx 200 \text{ MV}$

この表において非虫歯領域の検査信号 $S_1$ 、 $S_2$ は光検出器の基準電圧を調節することによつて平衡されて同じ値であり、アマルガム、接合物および虫歯領域の検査信号 $S_1$ 、 $S_2$ の値は上記調節後の値である。

(20)

意に変形し得ることを理解されたい。

#### 4. [ 図面の簡単な説明 ]

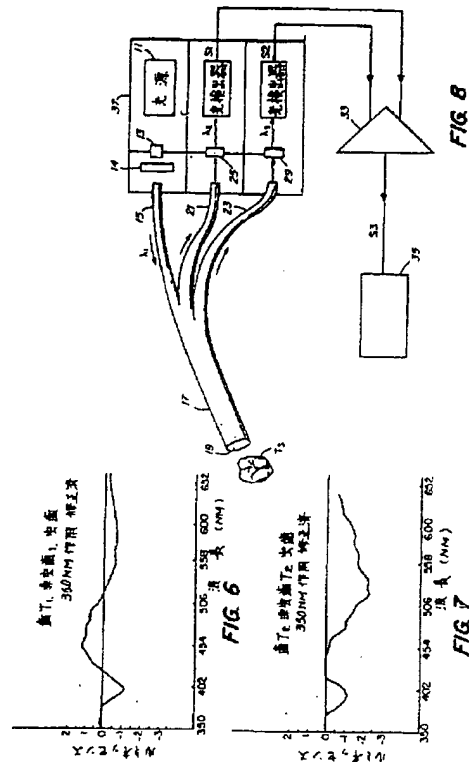
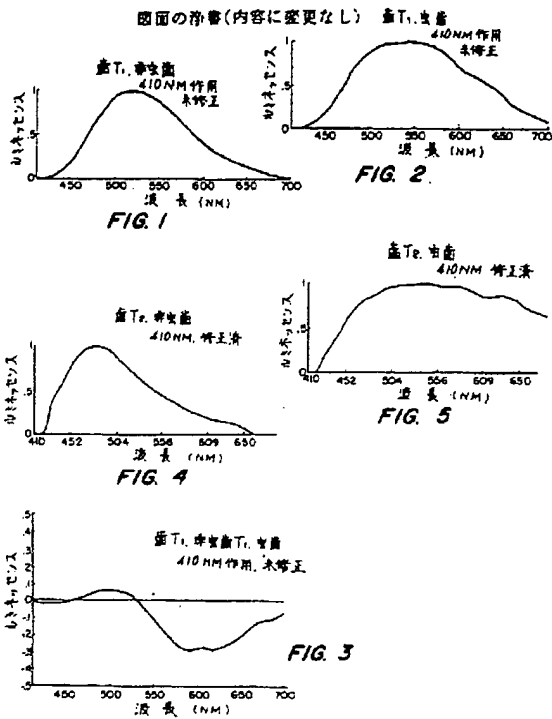
第1図は既知の非虫歯領域に410±5nmの波長の青色光を作用させた場合の放射スペクトル測定値を示すグラフ。第2図は第1図と同じ歯に同じ光を既知の虫歯に作用させた場合の放射スペクトル測定値を示すグラフ。第3図は第1図のスペクトルと第2図のスペクトルとの差を示すグラフ。第4図および第5図は異なる高に適用した第1図および第2図と同じグラフ。第6図および第7図は410nmより350nmの光源を用いて第1図および第4図の歯に適用した第3図と同様のグラフ。第8図は本発明の装置の概略図である。  
 $T_1$ 、 $T_2$ ……歯                      11……光源  
 13……フィルタ                      17……探針  
 27、31……光検出器                  33……電気回路  
 $S_1$ 、 $S_2$ 、 $S_3$ ……信号

特許出願人    ロバート・アール・アルファード

代 理 人    弁 理 士    齋 藤 恭 三

( 外 2 名 )

(22)



手続補正書

昭和55年10月7日

特許庁長官 島田 啓 樹 殿

1. 事件の表示

昭和55年特許願第114617号



2. 発明の名称

虫歯検出方法及び装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所

氏名 ロバート・アル・アルファーノ

4. 代理人

住所 東京都千代田区大手町二丁目2番1号

新大手町ビル206号室(電話 270-6641-4)

氏名 (2770) 井理士 湯 浅 恭 三

5. 補正の対象

委任状及紙文

タイプした明細書

図 面

6. 補正の手続

別紙の通り(図面及び明細書の内容には変更なし)

